

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-033523

(43)Date of publication of application : 10.02.1998

(51)Int.Cl.

A61B 6/03

(21)Application number : 08-212124

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 24.07.1996

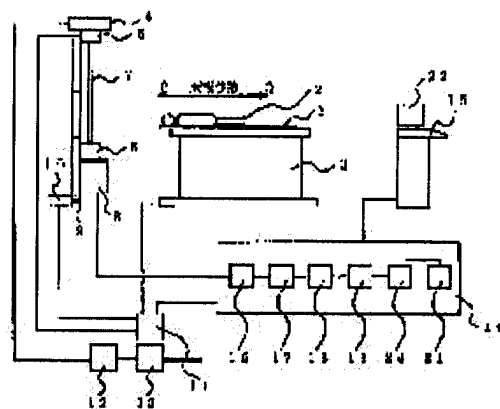
(72)Inventor : HIROKAWA KOICHI  
SHIMIZU YUSUKE

## (54) X-RAY CT DEVICE

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To enable quantitative diagnosis based on a CT value while reducing the slice thickness dependency of CT value contrast without generating invalid exposure at an X-ray CT device.

**SOLUTION:** Inside an image processor 14 for performing image processing while using measured value digitizing detecting signals from an X-ray detector 5 of the X-ray CT device, on the following stage of an inverse projector 19 for preparing image data, a CT value contrast level corrector 24 is provided for correcting the contrast and levels of pixel values corresponding to an X-ray tube voltage (v), slice thickness (t) and reagent size (s). Thus, the slice thickness dependency of CT value contrast is effectively reduced to the level for practical use and the contrast and levels of pixel values can be kept suitable in spite of X-ray tube voltage, slice thickness and reagent size so that so-called quantitative diagnosis based on CT value can be performed while regarding pixel values as proper CT values.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 08.05.2003

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 29.11.2004

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision]

of rejection]

[Date of extinction of right]

JP10033523

**Title:**  
**X-RAY CT DEVICE**

**Abstract:**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To enable quantitative diagnosis based on a CT value while reducing the slice thickness dependency of CT value contrast without generating invalid exposure at an X-ray CT device. **SOLUTION:** Inside an image processor 14 for performing image processing while using measured value digitizing detecting signals from an X-ray detector 5 of the X-ray CT device, on the following stage of an inverse projector 19 for preparing image data, a CT value contrast level corrector 24 is provided for correcting the contrast and levels of pixel values corresponding to an X-ray tube voltage (v), slice thickness (t) and reagent size (s). Thus, the slice thickness dependency of CT value contrast is effectively reduced to the level for practical use and the contrast and levels of pixel values can be kept suitable in spite of X-ray tube voltage, slice thickness and reagent size so that so-called quantitative diagnosis based on CT value can be performed while regarding pixel values as proper CT values.

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-33523

(43)公開日 平成10年(1998)2月10日

(51)Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	片内整理番号	FI	技術表示箇所
A 6 1 B 6/03	3 6 0		A 6 1 B 6/03	3 6 0 B

審査請求 未請求 請求項の数1 FD (全 8 頁)

(21)出願番号 特願平8-212124

(22)出願日 平成8年(1996)7月24日

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 廣川 浩一

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(72)発明者 清水 祐介

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株

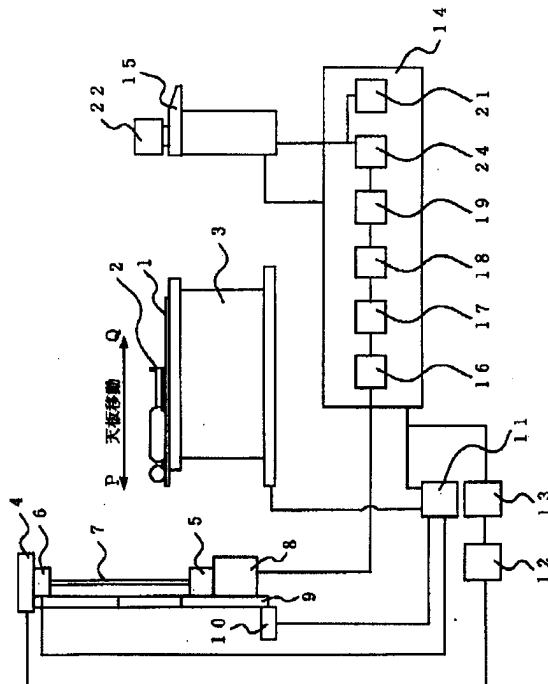
式会社日立メディコ内

(54)【発明の名称】 X線CT装置

(57)【要約】

【課題】X線CT装置において、無効被曝を生ずることなく、CT値コントラストのスライス厚さ依存性を低減し、CT値による定量的な診断を可能とする。

【解決手段】X線CT装置のX線検出器5からの検出信号を数値化した計測データを用いて画像処理を行う画像処理装置14内にて、画像データを作成する逆投影器19の後段に、X線管電圧 $v$ 、スライス厚さ $t$ 、被検体サイズ $s$ に応じて画素値のコントラスト及びレベルの補正を行うCT値コントラスト・レベル補正器24を設けた。これにより、CT値コントラストのスライス厚さ依存性を効果的に実用レベルにまで低減し、X線管電圧、スライス厚さ、被検体サイズに関わらず、適切な画素値のコントラスト及びレベルを保つことができ、もって、画素値を正しいCT値と見なして行う、いわゆる、CT値による定量的な診断が可能になる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】画像データのCT値レベルに加え、画像データのCT値コントラストを、CTスキャナのX線管球に対するX線管電圧、該スキャナのX線コリメータによるスライス厚さ、あるいは、被検体のサイズを含む要素に応じて補正することを特徴とするX線CT装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、X線により断層画像を得るX線CT装置に関し、特に、CT値を用いた定量的な診断を可能にしたX線CT装置に関する。

【0002】

【従来の技術】診断のためにX線により被検体である人体などの断層画像を得るX線CT装置では、一般に、計測位置の被検体を中心にして対向配置されたX線管球とX線検出器とを備え、これらを上記被検体の周りに回転すると共に、上記X線管球から被検体にX線を放射し、その透過X線をX線検出器で検出し、この検出信号を計測回路などにより増幅及び数値化し、その数値化された計測データを画像処理装置によって画像化することにより、診断部位の断層画像を提供する。

【0003】従来のこの種のX線CT装置は、図5に示すように、被検体2を寝載する天板1と、上記天板1上に被検体2を寝載して該被検体2を計測位置へ移動させる被検体テーブル3と、スキャナ9と、画像処理装置14と、操作卓15などを有して成っていた。なお、上記スキャナ9においては、上記計測位置の被検体2を中心にしてX線管球4とX線検出器5とが対向配置されると共に、上記被検体2の周りに回転されるX線管球4からは、被検体2に対してX線コリメータ6によって適切なスライス厚さに制限されたX線ビーム7を放射し、被検体2を透過したX線をX線検出器5によって検出し、計測回路8によって増幅及び数値化する。

【0004】また、X線CT装置は、上記スキャナ9を回転させるスキャナ駆動装置10を備え、さらに、上記スキャナ駆動装置10と上記X線コリメータ6と上記被検体テーブル3とを制御するスキャナ・テーブル制御装置11と、上記X線管球4に高電圧を印加する高電圧発生装置12と、上記X線管球4からのX線の放射を制御するX線制御装置13とを有している。また、上記画像処理装置14は、上記計測回路8の出力を用いて画像処理を行い、所望の断層画像データを作成する。上記操作卓15では、上記画像処理装置14からの画像データを実際に画像として表示すると共に、操作指令や計測条件を入力する。

【0005】なお、上記画像処理装置14は、上記計測回路8からの出力データに対して対数変換を施す対数変換器16と、この対数変換器16からの出力データに対し、上記X線管球4で発生したX線の変動や、上記X線検出器5（一般的には多チャンネル形）及び計測回路8

（一般的には多チャンネル形）におけるチャンネル間の感度の不均一（いわゆる、ばらつき）等を補正する前処理器17と、この前処理器17からの出力データに対し、いわゆる、ぼけを補正するためのフィルタリングを行うフィルタリング器18と、このフィルタリング器18からの出力データを逆投影して画像データ化する逆投影器19と、この逆投影器19からの画像データに対してCT値のレベル補正を行うCT値レベル補正器20とから成る。また、符号21は、CT値レベル補正後の画像データを格納しておく画像ファイル装置、符号22は、上記操作卓15に設置されたテレビモニタなどの画像表示装置を示している。

【0006】次に、上記図5に示した従来のX線CT装置における断層画像の計測方法について、図6に示すフローチャートを参照して説明する。まず、操作者は、図5に示した操作卓15を用いて、被検体2の断層画像の計測に必要な種々の操作指令や計測条件を入力する（ステップA）。次に、これら入力された操作指令や計測条件から、必要な制御信号を、画像処理装置14を介してスキャナ・テーブル制御装置11とX線制御装置13に送り、計測準備動作をする（ステップB）。次に、上記スキャナ・テーブル制御装置11とX線制御装置13から、スキャナ駆動装置10、X線コリメータ6、被検体テーブル3、並びに、高電圧発生装置12などに制御信号を送り、所定条件で断層画像の計測が行えるよう一連の制御を行って、計測開始の判断ステップ、いわゆる、計測開始の命令待ちの状態になる（ステップC）。そして、操作者が操作卓15を用いて計測開始命令を入力すると、上記ステップCでは、「YES」と判定され、その結果処理が進んでステップDに入り、被検体2の断層画像の計測を開始する。

【0007】これにより、上記図5においては、X線管球4から放射されたX線は、X線コリメータ6により所望のスライス厚さに制御された後、被検体2を透過する。この透過X線をX線検出器5によって検出し、X線検出器5は検出信号を計測回路8へ送る。この計測回路8は、スキャナ9が被検体2を中心にして回転する間に、多数の方向（角度サンプリング点）において、多チャンネル形X線検出器5の各チャンネルからの出力を増幅し、これをA/D変換して数値データ化した上で、上記画像処理装置14へ送る（ステップE）。

【0008】上記画像処理装置14内では、計測回路8の出力データに対して対数変換器16で対数変換を行い（ステップF）、次に、前処理器17でX線の変動や、X線検出器5及び計測回路8のチャンネル間感度のばらつき等を補正する（ステップG）。さらに、フィルタリング器18では、ぼけ補正のためのフィルタリングを行い（ステップH）、逆投影器19ではフィルタリング器18からの出力データを逆投影して画像データ化し（ステップI）、さらに、CT値レベル補正器20では、画

像データの各画素値（理想的にはCT値を表わす）に対してレベル補正を行い、これにより、水に対する画像データの画素値が0になるようにする（ステップJ）。なお、このCT値レベル補正後の画像データは、その後においても再度あらためて観察できるよう、上記画像ファイル装置21内に格納されると共に、操作卓15に設置

$$P'(i, j) = P(i, j) + C_0(v, t, s)$$

ただし、この数式において、 $P(i, j)$ は、上記逆投影器19で作成された画像データにおける画素、すなわち、X座標= $i$ 、Y座標= $j$ における画素の値を示す。また、 $C_0(v, t, s)$ は、水に対する画素値が0になるように定めたレベル補正值であり、X線管電圧 $v$ とスライス厚さ $t$ と被検体サイズ $s$ の関数である。 $P'(i, j)$ は、CT値レベル補正後の画像データのX座標= $i$ 、Y座標= $j$ における画素の値を示す。

【0010】また、上記の式【数1】における被検体サイズ $s$ は、例えば次の式のように表わされる。

【数2】

$$s = \sum_{\text{all } k, m} R(k, m)$$

ただし、ここで、 $R(k, m)$ は検出器5のチャンネル番号= $k$ 、角度サンプリング点の番号= $m$ に対応する、前処理済みデータ（前処理器17の出力データ）である。そして、上記【数2】式における右辺は、全ての $k, m$ についての $R(k, m)$ の和をとることを意味する。

【0011】次のステップLでは、被検体2について、スライス方向の所定の範囲の分だけ断層画像を計測し終えたかどうか、すなわち、必要な枚数の断層画像を計測し終えたかどうかを判断している。このステップLにおいて、画像処理装置14が必要な枚数の断層画像を計測し終えていないと判断すると、上記ステップは「NO」側へ進みステップMへ移行する。このステップMでは、上記スキャナ・テーブル制御装置11からの制御信号を受けて、被検体テーブル3により天板1を移動させ、次の断層画像を計測するための位置に設定し、上記ステップEからの処理を順次実行して次の断層画像の計測を行う。一方、画像処理装置14が、必要な枚数の断層画像を計測し終えたと判断すると、上記ステップLでは「YES」側へ進み、最終的に断層画像の計測を終了する。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】前述したような従来のX線CT装置で得られる断層画像においては、通常よく用いられる5mm、あるいは10mm程度のスライス厚さでは、水に対する画素値と空気に対する画素値との差（CT値コントラスト）は1000±5程度であるが、しかしながら、上記のスライス厚さより薄いスライス厚さ、例えば2mm程度のスライス厚さでは、CT値コントラストが1〜2%程度減少する。このCT値コントラストに関するこの程度のスライス厚さへの依存性は、従

された画像表示装置22上に表示される（ステップK）。

【0009】ここで、上記のCT値レベル補正は、次の式のように表わされる。

【数1】

来のように断層画像による形態診断やCT値差の有無を判別する程度の診断を行う場合には特に障害となる問題ではないが、しかしながら、CT値そのものを用いた定量的な診断を意図する場合には、診断の可能・不可能を左右する重大な問題となる。

【0013】そこで、本発明は、上記の従来技術における問題点に鑑み、CT値コントラストのスライス厚さ依存性を効果的に実用レベルにまで低減し、CT値による定量的な診断を可能とするX線CT装置を提供することを目的とする。

【0014】

【課題を解決するための手段】本発明は、画像データのCT値レベルに加え、画像データのCT値コントラストを、CTスキャナのX線管球に対するX線管電圧、該スキャナのX線コリメータによるスライス厚さ、あるいは、被検体のサイズを含む要素に応じて補正することを特徴とするX線CT装置を開示する。

【0015】すなわち、本発明によれば、X線CT装置において、上記画像処理装置内にて逆投影器からの画像データに対してCT値のレベル補正を行う従来のCT値レベル補正手段に代えて、画像データのCT値レベル、及び、CT値コントラストを、X線管電圧やスライス厚さや被検体サイズに応じて補正するものである。

【0016】ここで、まず、CT値コントラストがスライス厚さ依存性を持つ原因について、添付の図3を参照しながら説明する。この図3において、X線コリメータ6は、2枚1組の金属板と、図示しないコリメータ駆動装置とから成り、スキャナ・テーブル制御装置11（ここでは図示せず）からの制御信号を受け、所望のスライス厚さを得るために、適切な開口幅に設定される。そして、X線管球4（ここでは図示せず）内のX線焦点23で発生されたX線は、このX線コリメータ6により、適切なスライス厚さに制限されたX線ビーム7となる。ここで、上記X線ビーム7の部分7B及び7B'（いわゆる半影）は、X線コリメータ6の金属板のエッジ部分で減衰させられたX線を含んでいる。このような減衰を受けたX線の平均エネルギーは、減衰されない元のX線の平均エネルギーより高くなることが知られており、そのように、X線の減衰と共にX線の平均エネルギーが高くなる効果は、いわゆる、ビームハードニング効果と呼ばれているものである。

【0017】そして、図3の（a）及び（b）に示すご

とく、上記のスライス厚さが薄くなる程、X線ビーム7に占める減衰されたX線を含む部分7B及び7B'の割合は高くなる。その結果、スライス厚さが薄い程、X線ビーム7の平均エネルギーは高くなり、これにより、CT値のコントラストが減少することとなるものである。

【0018】以上に述べたCT値コントラストのスライス厚さ依存性を低減する方法の一つとして、例えば図4に示すように、被検体2とX線検出器5との間にもう一つのX線コリメータ6'（ポストパシエントコリメータ、などと呼ばれる）を設け、X線検出器5には、上記X線ビーム7のうちその一部分7Aのみが入射するようにする方法が考えられる。しかしながら、この方法では、被検体2を透過したX線のうちに計測に利用できない部分を生じる、すなわち無効被曝を生ずることとなり、被検体に対するX線被曝量の低減という観点からも、CT値コントラスト補正の方法としては一般的に採用すべき方法ではない。

【0019】そこで、本発明では、上記のように、上記画像処理装置内にて逆投影器からの画像データに対してCT値のレベル補正を行うCT値レベル補正手段に代えて、画像データのCT値コントラスト及びCT値レベルをX線管電圧やスライス厚さや被検体サイズに応じて補正する手段を設けることにより、上記のような無効被曝を生ずることなく、CT値コントラストのスライス厚さ依存性を効果的に実用レベルにまで低減し、CT値による定量的な診断を可能とするX線CT装置を提供するものである。

#### 【0020】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態になるX線CT装置について、添付の図面に基づいて詳細に説明する。図1は、本発明によるX線CT装置の実施形態の一例を示す全体構成のブロック図である。図にも示すように、このX線CT装置においても上記従来のX線CT装置と同様に、計測位置の被検体2を中心にして対向配置されたX線管球4とX線検出器5とを上記被検体2の周りに回転すると共に、該X線管球4から被検体2にX線を放射し、その透過X線をX線検出器5で検出して診断部位の断層画像を計測して表示するものである。すなわち、図1に示すように、本発明のX線CT装置でも、被検体テーブル3と、スキャナ9と、スキャナ駆動装置10と、スキャナ・テーブル制御装置11と、高電圧発生装置12と、X線制御装置13と、画像処理装置14と、そして、操作卓15とを有しており、これら各部の機能は上記従来のX線CT装置のそれらと同様である。

【0021】まず、上記被検体テーブル3は、天板1上に被検体2を寝載し、該被検体2を後述するスキャナ9の計測位置へ移動させるものであり、上記天板1は図中の矢印P、Qの方向に移動可能である。ここで、スキャナ9は、機能的には、上記天板1上に寝載されて計測位

置へ移動された被検体2に対してX線を放射すると共に、その透過X線を検出するためのものであり、構造的には、中心部に被検体2を挿入するための開口部を有し、X線管球4とX線検出器5とが対向配置され、スキャナ駆動装置10により所定方向に回転されるようになっている。これにより、上記X線管球4とX線検出器5とが被検体2の周りに回転され、この時、X線管球4から放射されたX線は所定の開口幅に設定されたX線コリメータ6によってスライス方向に制限されたX線ビーム7となって被検体2に照射され、この被検体2を透過した透過X線が、いわゆる多チャンネル形のX線検出器5で検出される。

【0022】そして、上記多チャンネル形のX線検出器5から出力された検出信号は、やはり、計測回路8によって増幅されると共にA/D変換され、数値データ化されて出力されるようになっている。なお、スキャナ駆動装置10、X線コリメータ6、そして、被検体テーブル3は、スキャナ・テーブル制御装置11から送られる制御信号により所定の動作を行う。なお、スキャナ・テーブル制御装置11は、同様に、画像処理装置14を介して計測に必要な制御信号が入力され、そして、スキャナ9の回転速度や回転回数、X線コリメータ6の開口幅、上記天板1の設定位置などの制御信号を、上記スキャナ駆動装置10、X線コリメータ6、及び、被検体テーブル3に送出するようになっている。

【0023】高電圧発生装置12は、上記スキャナ9内のX線管球4に高電圧を印加するものであり、後述のX線制御装置13から送られる制御信号により動作し、所定の電圧値と電流値を所定のタイミングでX線管球4に印加するようになっている。なお、このX線制御装置13は、上記X線管球4からのX線の放射を制御するもので、上記画像処理装置14を介して計測に必要な制御信号が入力され、X線管電圧、X線管電流、及び、X線放射のタイミングなどの制御信号を、上記高電圧発生装置12へ送出するようになっている。

【0024】また、上記の画像処理装置14は、やはり、上記スキャナ9内の計測回路8で数値化した計測データを用いて画像処理を行うもので、上記計測回路8からの出力データに対して対数変換を施すための対数変換器16と、この対数変換器16からの出力データに対し、上記X線管球4で発生したX線の変動、X線検出器5（一般的には多チャンネル形）及び計測回路8（一般的には多チャンネル形）の各チャンネル間での感度のばらつき等を補正する前処理器17と、この前処理器17からの出力データに対してばけ補正のためのフィルタリングを行うフィルタリング器18と、このフィルタリング器18からの出力データを逆投影して画像データ化する逆投影器19と、この逆投影器19からの画像データに対してCT値のコントラスト補正及びレベル補正を行うCT値コントラスト・レベル補正器24と、このCT

値コントラスト・レベル補正後の画像データを格納しておく画像ファイル装置21とから成ることは、上記と同様である。

【0025】さらに、操作卓15も、上記画像処理装置14で作成され出力された画像データを入力して画像として表示すると共に、各種の操作指令や計測条件を入力するもので、一部にテレビモニタなどの画像表示装置22を備えている。

【0026】ここで、本発明においては、上記画像処理装置14内において、従来のX線CT装置のCT値レベル補正器20に代えて、逆投影器19からの画像データに対し、X線管電圧、スライス厚さ、あるいは、被検体サイズに応じて、上記CT値のレベルの補正を行うだけでなく、さらに、上記CT値のコントラストの補正をも行うための手段である、CT値コントラスト・レベル補正器24が設けられている。

【0027】次に、このように構成された本発明のX線CT装置における断層画像の計測方法について、添付の図2に示すフローチャートを参照して説明する。なお、本発明のX線CT装置における断層画像の計測方法は、

$$P''(i, j) = \sum_{n=0}^1 (C_n(v, t, s) * P(i, j)^n)$$

ただし、ここで、 $P(i, j)$ は逆投影器19で作成された画像データにおけるX座標=i、Y座標=jの画素の値を示し、 $P(i, j)^n$ は、上記 $P(i, j)$ のn乗を示す。なお、この式において、nは最大で1である。また、 $C_n(v, t, s)$ は、水に対する画素値が0に、空気に対する画素値が-1000になるように、画素値のコントラストとレベルを補正するためのn次の項の係数であり、X線管電圧vと、スライス厚さと、そして、被検体サイズsの関数となっている。また、上記〔数3〕の右項は、 $n=0 \sim 1$ について、 $(C_n(v, t, s) * P(i, j)^n)$ の和をとることを意味する。なお、 $P''(i, j)$ は、CT値コントラスト・レベル補正後の画像データにおけるX座標=i、Y座標=jの画素の値を示す。

【0029】なお、上記〔数3〕における被検体サイズsは、例えば、既に述べた〔数2〕のように表わされる。また、上記〔数3〕における $C_1(v, t, s)$ 、及び、 $C_0(v, t, s)$ は、以下のようにして定められる。

【0030】まず、予め、X線CT装置で各X線管電圧と各スライス厚さにより、数種類の直径の水ファントム（アクリル等の比較的X線吸収係数の小さい樹脂製の円筒容器に水を満たしたもの）について断層画像計測を行い、ファントム内の水に対応する画素値とファントムの周囲の空気に対応する画素値との差d、及び、上記〔数2〕で計算されるサイズ値sを測定する。

【0031】ここで、上記dが、上記の〔数3〕で用いられているv、t、sの関数により、次式のように表わ

そのステップJを除いて上記図4に示す従来のX線CT装置のフローとはほぼ同様であるが、但し、上記ステップJに代えて、ステップJ'を設けた点において異なる。そこで、以下の説明においては、上記図4に示す手順（ステップA～I及びステップK～M）については説明を省略し、上記ステップJに代えて設けられたステップJ'を中心に、その内容とこれによる相違点について説明することとする。

【0028】まず、処理が開始すると、ステップA→B→C→D→E→F→G→H→Iの順に処理が進み、ステップIでは、逆投影器19で作成された画像データがCT値コントラスト・レベル補正器24へ送られることは上記と同様である。そして、CT値コントラスト・レベル補正器24においては、逆投影器19から送られてきた画像データに対して、例えば後述の式〔数3〕のようにして、X線管電圧やスライス厚さや被検体サイズに応じたCT値のコントラスト補正及びレベル補正が行われる（ステップJ'）。

【数3】

されたとすれば、

【数4】

$$d = 1000 * D(v, t, s)$$

コントラスト補正係数 $C_1(v, t, s)$ は、上記 $D(v, t, s)$ の逆関数として下記の式として求められる。

【数5】

$$C_1(v, t, s) = D^{-1}(v, t, s)$$

また、上記のコントラスト補正係数 $C_1(v, t, s)$ によって、コントラスト補正を行った後の各水ファントムの水に対応する画素値（十分な画素数で平均化した値とする）qが、次のような関数であるとすれば、

【数6】

$$q = E(v, t, s)$$

レベル補正定数 $C_0(v, t, s)$ は、下記の式として求められる。

【数7】

$$C_0(v, t, s) = -E(v, t, s)$$

【0032】以上のようにして求められたコントラスト補正係数 $C_1(v, t, s)$ 、レベル補正定数 $C_0(v, t, s)$ を用いて、上記〔数3〕によるCT値コントラスト・レベル補正を行った（ステップJ'）後、やはり、上記図6に示す手順と同様に、ステップK→ステップLと進み、上記ステップLでは、画像処理装置14が必要な枚数の断層画像を計測し終えていないと判断すると、「NO」側へ進んでステップM→ステップEへと進み、次の断層画像を計測する。一方、上記ステップL



で、画像処理装置14が必要な枚数の断層画像を計測し終えたと判断すると、「YES」側へ進んで、最終的に断層画像の計測を終了する。

【0033】以上の過程で、ステップKにおいて画像ファイル装置21に格納された画像データ及び操作卓15に設置された画像表示装置22に表示された画像は、上記のステップJ'において、X線管電圧(v)、スライス厚さ(t)、被検体サイズ(s)に応じて、CT値コントラスト補正が行われているため、常に、水に対する

$$P''(i, j) = \sum_{n=0}^{N-1} (C_n(v, t, s) * P(i, j)^n)$$

【0035】また、上記の実施の形態では、計測された信号から画像データを作成する逆投影手段である逆投影器19の後段に、従来のCT値レベル補正器に代えて、画像データの画素値のレベルだけではなく、画像データの画素値のコントラストとそのレベルの両者を、X線管再圧、スライス厚さ、被検体サイズに応じて、適切に補正するCT値コントラスト・レベル補正手段を設けているが、これに代え、従来のCT値レベル補正器の前段に、画像データの画素値のコントラストを、X線管再圧、スライス厚さ、被検体サイズに応じて、適切に補正するCT値コントラスト補正手段を設ける構成とすることも可能である。加えて、かかる補正処理は、上記の演算式に限らず、各種の補正演算を必要により入力して実行できるように、小型の演算処理装置(CPU、MPU)を備えた上記画像処理装置14内にて、すなわち、X線CT装置のX線検出器5からの検出信号を数値化した計測データを用いて、デジタル的に画像処理を行うことが、経済性等を含む種々の面からも好ましいであろう。

【0036】

【発明の効果】以上の詳細な説明からも明らかなように、本発明になるX線CT装置によれば、X線検出器からの検出信号を数値化した計測データを用いて画像処理を行う画像処理装置内にて、X線管電圧、スライス厚さ、被検体サイズに応じて画像データの画素値のコントラストを適切に補正する補正手段を設けたことにより、X線管電圧、スライス厚さ、被検体サイズに関わらず、適切な画素値のコントラストを保つことができ、これにより、画素値を正しいCT値と見なして行う、いわゆる、CT値による定量的な診断が可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるX線CT装置の実施の形態を示す全体構成のブロック図である。

【図2】本発明によるX線CT装置における断層画像の計測方法の手順を示すフローチャート図である。

【図3】X線コリメータの効果を説明する説明図であり、X線コリメータの開口幅が比較的広い場合及びX線コリメータの開口幅が比較的狭い場合の効果を説明す

画素値と空気に対する画素値との差(CT値コントラスト)が1000±5程度になるよう補正されており、そのため、CT値を用いた定量的な診断が可能となっている。

【0034】なお、本発明の他の実施の形態として、画素値の基準を水と空気だけでなく、合計N種類の物質によって定め、上記の〔数3〕の代わりに、次の〔数8〕によって画素値を補正するようにしてもよい。

【数8】

る。

【図4】ポストパシエントコリメータの効果を説明するための説明図である。

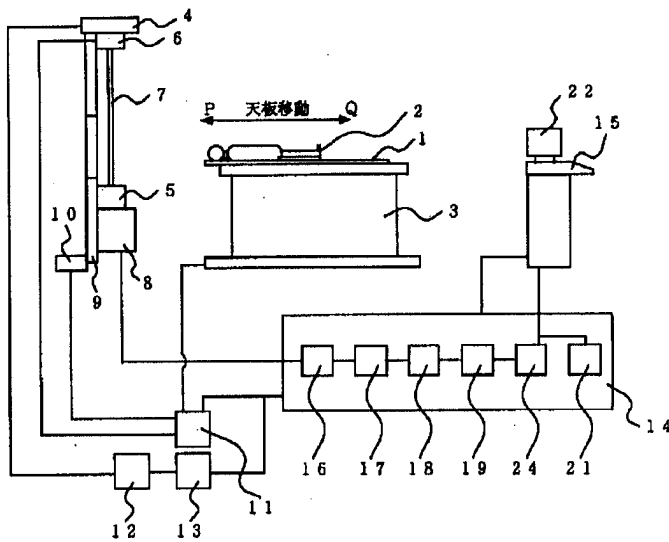
【図5】従来のX線CT装置の全体構成を示すブロック図である。

【図6】上記従来のX線CT装置における断層画像の計測方法の手順の代表的な一例を示すフローチャート図である。

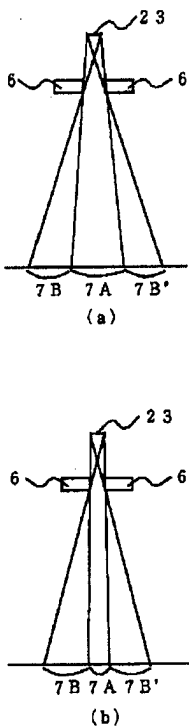
【符号の説明】

- 1 天板
- 2 被検体
- 3 被検体テーブル
- 4 X線管球
- 5 X線検出器
- 6 X線コリメータ
- 6' ポストパシエントコリメータ
- 7 X線ビーム
- 7A X線ビームの本影
- 7B X線ビームの半影
- 7B' X線ビームの半影
- 8 計測回路
- 9 スキャナ
- 10 スキャナ駆動装置
- 11 スキャナ・テーブル制御装置
- 12 高電圧発生装置
- 13 X線制御装置
- 14 画像処理装置
- 15 操作卓
- 16 対数変換器
- 17 前処理器
- 18 フィルタリング器
- 19 逆投影器
- 20 CT値レベル補正器
- 21 画像ファイル装置
- 22 画像表示装置
- 23 X線焦点
- 24 CT値コントラスト・レベル補正器

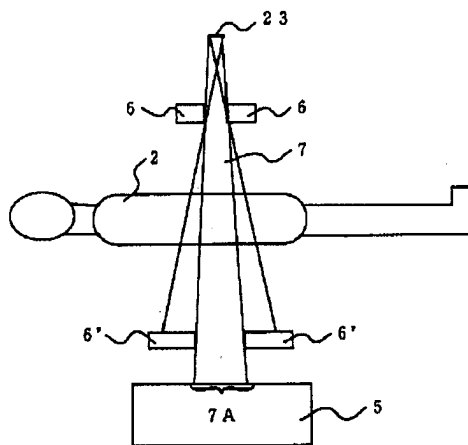
【図1】



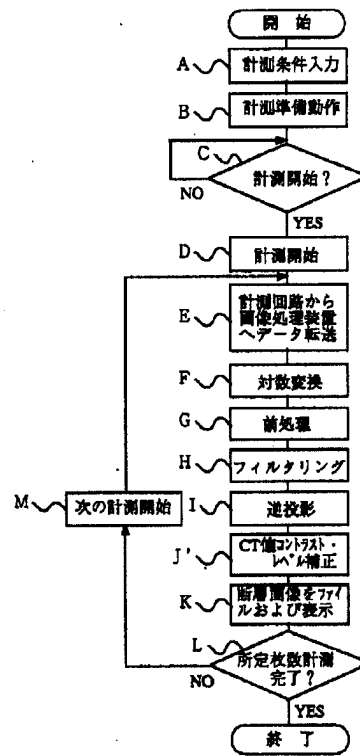
【図3】



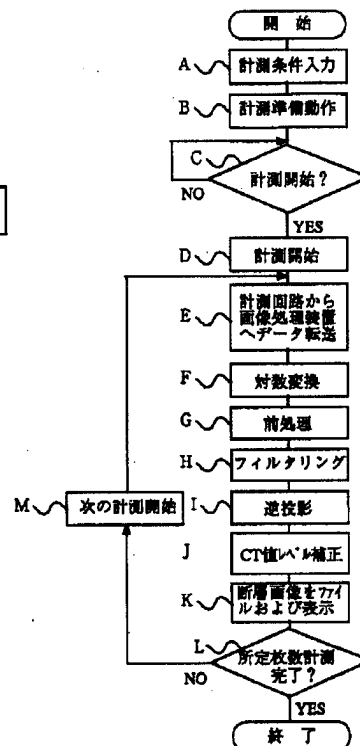
【図4】



【図2】



【図5】



【図5】

